

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

UNIVERZÁLNÍ HARDWARE PRO ZOBRAZOVÁNÍ
BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ NA BAREVNÉM
DISPLEJI

GENERAL-PURPOSE HARDWARE FOR
BIOLOGICAL SIGNALS IMAGING ON COLOR
LCD

Zadání bakalářské práce

Student: **Jakub Včelka**

Studijní program: B2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik

Téma: **Univerzální hardware pro zobrazování biologických signálů
na barevném displeji
General-purpose Hardware for Biological Signals Imaging
on Color LCD**

Zásady pro vypracování:

1. Analýza řešení problému, možnosti vizualizace biologických signálů vitálních funkcí. Seznámení se s miniaturním přenosným EKG a pletysmografem, jejich analogovými výstupy a parametry výstupních signálů.
2. Zpracování analogových biologických signálů pomocí mikrokontrolérů; digitalizace a A/D převodníky.
3. Inteligentní LCD, grafické a dotykové LCD, jejich využití pro zobrazování biologických signálů v reálném čase.
4. Výběr mikrokontroléru, LCD, návrh a realizace hardware pro zobrazování biologických signálů na barevném displeji.
5. Vizualizace okamžitého průběhu EKG, hodnoty tepu a pulsové vlny. Tvorba jednoduchého uživatelského rozhraní pro volbu parametrů vizualizace, ukládání časových průběhů biologických signálů a jejich prohlížení v trendech.
6. Zhodnocení dosažených výsledků, možností navrženého hardware a budoucích vylepšení.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. MOHYLOVÁ, J.-KRAJČA, V. *Zpracování biologických signálů*. [CD-ROM] 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1491-9.
2. *LCD : odborný CDROM o inteligentních LCD displejích*. [CD-ROM]. Praha: HW server, 2000.
3. PENHAKER, M.- IMRAMOVSKÝ, M.- TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava : VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320s. ISBN 80-248-0751-3.
4. MANN, B. *C pro mikrokontroléry : ANSI-C, kompilátory C, spojovací programy - linkery, práce s Atmel AVR a MSC-51, příklady programování v jazyce C, nástroje pro programování, tipy a triky*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2003. 279s. ISBN 80-7300-077-6.
5. PEROUTKA, O. *Mikrokontroléry PIC16C7X*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 1998. 207s. ISBN: 80-248-0751-3.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

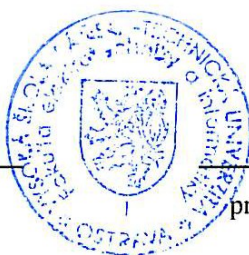
Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Jan Kijonka**

Datum zadání: 19.11.2010

Datum odevzdání: 04.05.2012



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Souhlasím s tím, že s výsledky mé bakalářské práce může být naloženo podle uvážení vedoucího bakalářské práce a vedoucího katedry. V případě publikace budu uveden jako autor.

Prohlašuji, že na celé bakalářské práci jsem pracoval samostatně a použitou literaturu jsem citoval.

V Ostravě 4.5.2012



Jakub Včelka

Poděkování

Chtěl bych poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Janu Kijonkovi, za pomoc, náměty a veškerý čas, který mi věnoval. Také bych rád tímto poděkoval mému bratrovi Stanislavu Včelkovi za odborné rady, které mi v průběhu tvorby této práce poskytl. Další poděkování patří mé přítelkyni Kláře Dobrovodové za podporu během tvorby této bakalářské práce. Také chci poděkovat mým rodičům za trpělivost a finanční podporu při tvorbě této práce.

Abstrakt

Práce se zabývá návrhem a realizací univerzálního zobrazovacího zařízení s barevným displejem určeného pro vizualizaci EKG a pletysmografických křivek. Součástí této práce je rozbor problematiky způsobu měření těchto signálů pomocí miniaturních přenosných EKG a pletysmografických zařízení, digitalizací signálů pro použití v mikrokontrolérové technice pomocí A/D převodníků a vizualizací okamžitého průběhu EKG, hodnoty tepu a pulsové vlny. Dále se práce zaměřuje na výběr vhodných součástek, návrhem plošného spoje, kompletací práce jako přenosného zařízení a vývojem software pro zpracování daných signálů.

Klíčová slova

EKG, pletysmografie, LCD, A/D převodníky

Abstract

This thesis describes design and realization of universal imaging device with colored display for visualization of ECG and plethysmography. This thesis includes analysis of issues of measuring signals with miniature portable ECG and plethysmographic devices, signal digitalization in microprocessor technique with A/D convertors and visualization of immediate ECG curve, heart beat and pulse wave. The thesis is focused on choice appropriate components, circuit board design, software for signal processing and constructing the complete portable device.

Keywords

EKG, plethysmography, LCD, A/D converters

Seznam použitých symbolů a zkratk

LCD - Liquid crystal display – displej z tekutých krytalů

EKG - Elektrokardiograf

SPI - Serial peripheral interface – sériové periferní rozhraní

USB - Universal serial bus – univerzální sériová sběrnice

TFT - Thin Film Transistor – tenký film tranzistorů

MCU - Microcontroller unit – mikrokontrolérová jednotka

RAM - Random Access Memory – paměť s přímým přístupem

ROM - Read Only Memory – paměť určená pouze pro čtení

RS232 - Komunikační rozhraní osobních počítačů

Obsah

1	Úvod	1
2	Analýza řešení problému	2
2.1	Signály a biosignály	2
2.1.1	Bioelektrický signál	2
2.1.2	Biomechanický signál	3
2.1.3	Artefakty	3
2.1.4	Předzpracování biosignálů	3
2.2	Možnosti vizualizace biologických signálů	5
2.3	Miniaturní EKG a Pletysmo moduly	5
3	Zpracování biologických signálů	8
3.1	Měřicí řetězec	8
3.2	Zpracování signálů mikrokontrolérem	8
3.3	Digitalizace	9
3.3.1	Vzorkování	9
3.3.2	Kvantování	11
3.3.3	A/D převodníky	11
4	LCD	13
4.1	Rozdělení LCD	14
4.1.1	Pasivní řídící matice	14
4.1.2	Aktivní řídící matice	14
4.1.3	Reflektivní podsvětlení LCD	15
4.1.4	Transflektní podsvětlení LCD	15
4.1.5	Transmisivní podsvětlení LCD	15
4.1.6	Numerické LCD displeje	15
4.1.7	Alfanumerické LCD displeje	15
4.1.8	Grafické LCD displeje	16
4.1.9	TN (Twisted Nematic)	16
4.1.10	STN (Super Twisted Nematic)	17
4.1.11	DSTN (Double Super Twisted Nematic)	17

4.2	Řadič, kontrolér a kontrolér/řadič	17
4.2.1	Řadič	17
4.2.2	Kontrolér	17
4.2.3	Řadič/kontrolér	17
4.2.4	Řadič pro znakové LCD - HD44780	18
4.3	Řadiče barevných grafických LCD	19
5	Návrh a realizace hardware	20
5.1	Výběr mikrokontroléru a LCD	21
5.2	Vstupy a výstupy	22
5.3	Napájení	23
5.4	Periferie (ovládací tlačítka, LED, piezo)	23
5.5	Děličový modul	24
5.6	Realizace	24
6	Softwarové řešení	25
6.1	Specifikace programátoru	25
6.2	Uživatelské rozhraní	26
7	Zhodnocení výsledků	29
8	Použité zdroje:	I
9	Přílohy	II

1 Úvod

V dnešním světě se objevuje stále víc moderních zařízení napomáhajícím běžnému životu. Jedním z rychle rostoucích sektorů je obor lékařství a společně s ním lékařská technika. Mnoho menších lékařských přístrojů, především informačního charakteru (glukometry apod.), se stává dostupnějších z hlediska přenosnosti, miniaturizace a také ceny výrobku. Často se setkáváme také s diagnostikou jednoho z důležitých orgánů těla – srdce. Osobní zařízení pro snímání a záznam EKG signálu je další cesta jak zlepšit a případně i prodloužit život.

Cílem této práce je vytvořit univerzální hardware pro zobrazování biologických signálů na barevném displeji. Jádrem zařízení bude mikrokontrolér společnosti Microchip s označením PIC24FJ256GA108, který bude ovládat dotykový barevný grafický TFT LCD displej s řadičem ILI9320. Na zařízení bude k dispozici celkově 5 měřících vstupů a komunikační sběrnice SPI, z nichž budou pro tuto bakalářskou práci využity pouze dva měřící vstupy. Hardware má vyveden výstup 3,3V určený pro napájení externích modulů a případnou referenci. Nevyužité měřící vstupy a sběrnice SPI zůstávají k dispozici pro další vývoj.

2 Analýza řešení problému

2.1 Signály a biosignály

Signál jako takový je prostředek nesoucí nějakou informaci. Pod tímto pojmem nejčastěji vystupují fyzikální veličiny, jako je napětí, proud, tlak atd. Mezi speciální druhy signálů patří biologické signály. Biologický signál je speciální druh signálu, jenž pochází z živého organismu nebo jej lze vyvolat uměle, fyzikálním působením na organismus z vnějšku. Biosignály se dále dělí: bioelektrické, biomechanické, biochemické, bioimpedanční, biomagnetické, bioakustické a ostatní biologické signály. Mezi jedny z nejčastěji sledovaných biosignálů patří signály bioelektrické a biomechanické.

2.1.1 Bioelektrický signál

Tento signál vzniká z elektrických dějů, probíhajících na membránách dráždivých buněk. Při snímání těchto bioelektrických potenciálů měříme současnou činnost velkého počtu dráždivých buněk. Vzhledem k tomu, že lidské tělo je poměrně dobrý vodič, můžeme tyto bioelektrické signály zaznamenávat pomocí povrchových elektrod. Ne vždy je toto optimální metoda měření, a proto se využívá i invazivního měření, využívajícího podpovrchových elektrod. Při snímání a zpracování bioelektrických signálů nás zajímá rozkmit (napětí špička-špička u_{pp}) a využívané frekvenční pásmo. Elektrokardiografický signál neboli EKG je biosignálem srdce. Při fyziologickém stavu srdce se akční potenciál srdcem šíří síněmi, převodním systémem a komorami. Z měřeného EKG signálu je možno rozpoznat patologie srdce a podle těchto zjištění případně zahájit léčbu.

Dalším typem bioelektrického signálu je elektroencefalografický signál (EEG), který vzniká činností mozkových neuronů. Pro standardní vyšetření se používá povrchových elektrod, při operacích se z důvodu přesnější lokalizace patologií využívá invazivního měření pomocí podpovrchových elektrod. EEG signál může odhalit celou řadu patologických stavů mozku (epilepsie, nádorová onemocnění atd.). Existuje celá řada bioelektrických signálů jako EMG (elektromyografický záznam – vzniká při činnosti kosterních svalů), EP (evokované potenciály) ovšem tyto signály již není třeba vysvětlovat z hlediska pojmu bioelektrický signál.

Tabulka 2-1 Přehled základních parametrů EKG a EEG

typ signálu	amplituda	frekvence	typ elektrod
EKG	0,5mV – 5mV	0,01Hz - 250Hz	Povrchové elektrody
EEG	5μV – 300μV	0,1Hz – 100Hz	Povrchové elektrody
EEG	5μV – 10mV	0,1Hz – 100Hz	Podpovrchové elektrody

2.1.2 Biomechanický signál

Mezi tento typ signálu řadíme především různé výchylky polohy, rychlosti, průtoky a tlaky, které lze měřit v rámci lidského těla. Měření tohoto typu signálu je náročnější na přesnost umístění snímačů. Nejčastějšími měřenými biomechanickými signály jsou krevní tlak, respirační frekvence, srdeční výdej a objem tkání.

Krevní tlak (TK) lze měřit jako bioelektrické signály neinvazivní nebo invazivní metodou. Jeho hodnota se udává v mmHG vzhledem k hodnotě absolutního tlaku 760mmHg, které odpovídá krevní tlak 0mmHg. Nejvyšší tlak lze zaznamenat v oblasti komor a arteriích, kde se hodnoty pohybují do rozmezí 300mmHg.

Další měření biomechanických signálů je měření *objemu tkání*. Tyto změny můžeme měřit pomocí pletysmografie (metoda pro hodnocení jakosti prokrvení končetin, také se používá tzv. celotělová pletysmografie, pomocí které zjišťujeme změnu objemu celého těla při dýchání).

Také z hlediska biomechanických signálů existují další typy měřených signálů, jako jsou respirační frekvence, srdeční výdej, kterými se nebudeme zabývat z hlediska dalšího vysvětlení pojmu biomechanický signál.

2.1.3 Artefakty

Tímto pojmem označujeme v lékařské diagnostice část záznamu signálu (biosignálu), který nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Základní dělení artefaktů je na technické a biologické.

Mezi technické artefakty řadíme elektrostatické potenciály, rušení elektrorozvodnou sítí, impulsní rušivé signály, rušivá elektromagnetická pole a šum elektronických prvků a obvodů. Každý typ biosignálů má navíc své technické artefakty vznikající při měření metodami vhodnými pro tyto typy biosignálů. Nejčastějšími artefakty jsou biologické artefakty dané vzájemným ovlivňováním různými orgány a biologickými rytmy. Rušení se objevuje převážně na analogové části měřících obvodů. Po převedení analogového signálu na číslicový dochází k rušení již zcela minimálně, jelikož číslicový signál je dostatečně odolný proti tomuto rušení.

2.1.4 Předzpracování biosignálů

Biosignál je třeba nejdříve dostatečně zesílit na úroveň potřebnou pro jeho další zpracování a odstranění rušivých složek signálu. Zpracování lze realizovat buď čistě analogově, nebo analogově-číslicovým předzpracováním.

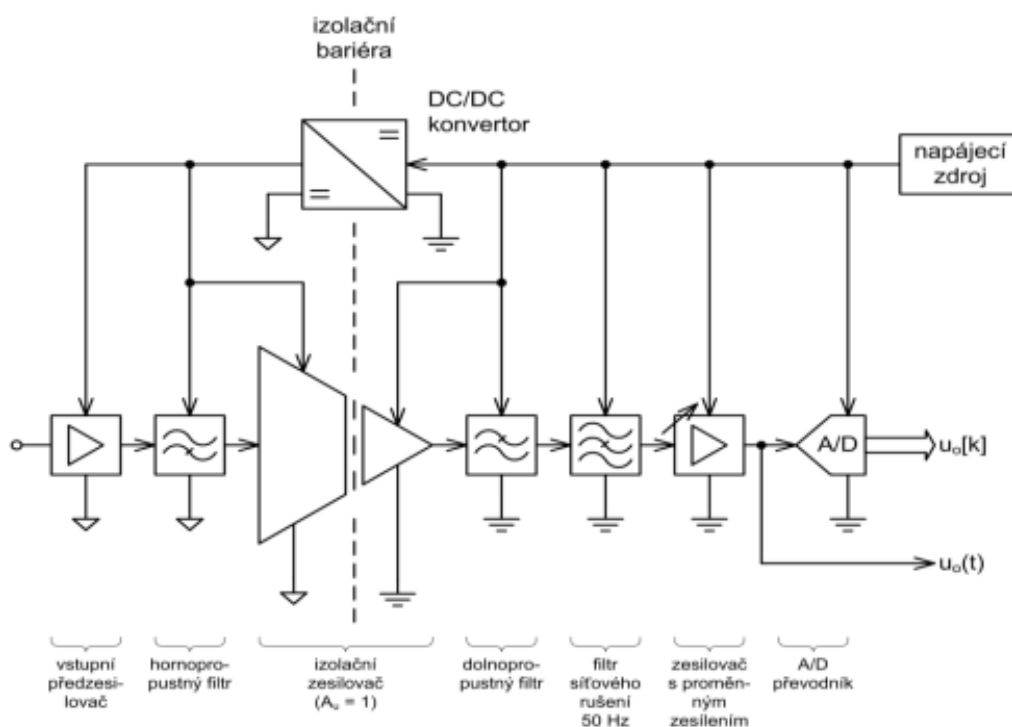
Jednokanálové předzpracování jednoho signálu se provádí pomocí vstupního předzesilovače, hornopropustního filtru, izolačního zesilovače, dolnoproputního filtru, filtru síťového rušení a zesilovače s proměnným zesílením. Výstupem této soustavy je spojitý signál $u_0(t)$ nebo pomocí A/D převodníku navzorkovaný signál $u_0(k)$. Navzorkovaný signál je již připraven pro zpracování z hlediska zobrazení, informačního obsahu, přenosu či uložení.

Vstupní zesilovač má obvykle diferenční vstup, sloužící k potlačení souhlasného rušivého napětí. Také slouží pro imedanční přizpůsobení, a proto musí mít velký vstupní odpor (v současnosti řádově G Ω). Aby nedošlo vlivem rušivých signálů k saturaci, nesmí být zesílení předzesilovače velké. Napěťové zesílení se používá kolem 10-100.

Hornopropustný filtr zde slouží pro odfiltrování stejnosměrné a pomalu se měnící složky vstupního signálu. Tyto rušivé signály vznikají vlivem pohybových artefaktů. Proto filtr propouští frekvence nejčastěji nad 1 Hz.

Izolační zesilovač má zesílení $A_u=1$ a slouží hlavně ke galvanickému oddělení pacientské části a části zařízení, která může být zemí připojena k elektrorozvodné síti, také zamezuje přenosu rušivého signálu z výstupních obvodů na vstup.

Dolnoproputný filtr odfiltrovává vysokofrekvenční rušení, které se zde může indukovat. Za tímto filtrem je filtr síťového rušení (notch filter) a ze signálu filtruje rušivou složku 50 Hz. Zesilovač s proměnným zesílením zesiluje signál tak, aby byl využit plný rozsah A/D převodníku.



Obr. 2-1 Blokové schéma signálového řetězce pro analogové předzpracování signálu

2.2 Možnosti vizualizace biologických signálů

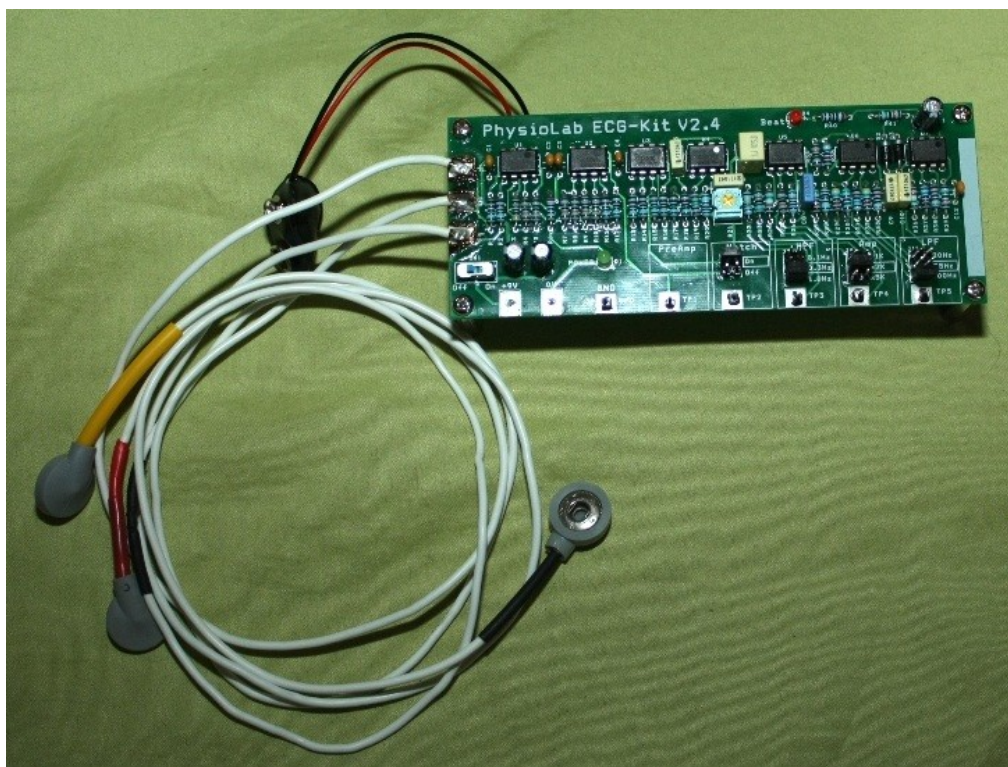
V dřívějších dobách, kdy lékařská technika byla v plenkách, stejně tak jako technika počítačová, probíhal záznam signálu na nejběžnější médium – papír. Zařízení pro záznam EKG či EEG bylo mechanického charakteru, kdy jehla zaznamenávala křivku signálu, řídila se rychlost posunu papíru. V dnešní době rozsáhlého a rychlého rozvoje počítačové techniky se rozmohl záznam signálu na displeje externích monitorů popřípadě na již zabudované displeje různých záznamových zařízení, kde je možné měnit téměř vše za běhu, od rychlosti vykreslování až po amplitudu.

2.3 Miniaturní EKG a Pletysmo moduly

Nejdůležitějším a nejčastěji snímaným bioelektrickým signálem je elektrokardiografický signál. Rozvoj zařízení pro snímání EKG je na velmi vysoké úrovni, existuje velké množství přenosných zařízení malých rozměrů. Užívají se pro monitorování dle Holtera, kdy je možné sledovat srdeční činnost v průběhu obvyklých denních aktivit. Jedním z miniaturních zařízení pro měření EKG je například Physiolab BME Kit Series ECG – Kit V 2.4, které je použito pro měření signálů v této práci. Slouží k měření I. Eithovenova svodu. Na výstupu získáme signál o velikosti 0 - 9 V. Zařízení umožňuje různé možnosti filtrace a zesílení signálu podle tabulky 2-2, které je možné přepínat zkratovacími propojkami. Zobrazuje také srdeční frekvenci. Měření signálu může probíhat v různých částech za jednotlivými bloky. Zařízení je na obrázku 2-2.

Tab. 2-2 Možnosti nastavení EKG modulu

Zesílení	Notch filtr	Hornopropustný filtr	Dolnpropustný filtr
1x	On	0,1Hz	20Hz
2x	Off	0,3Hz	35Hz
5x		1Hz	100Hz

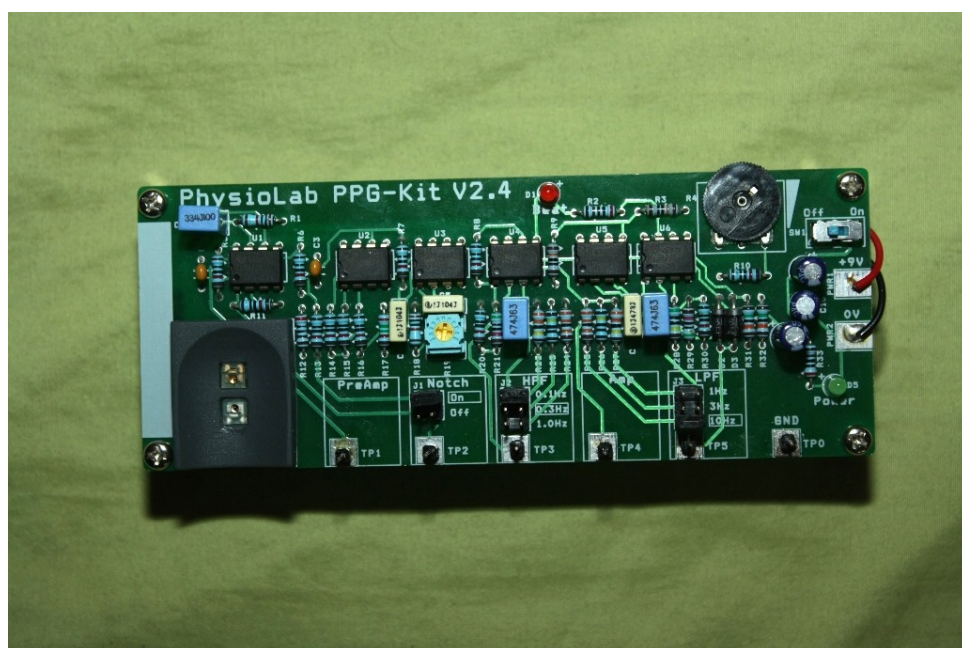


Obr. 2-2 Physiolab EKG modul

Podobným zařízením Physiolab BME Kit Series PPG – Kit Ver 2.4 lze měřit pletysmografický signál. Ve většině bloků se shoduje s ECG kitem, ale nastavení se různí specificky pro pletysmografii. V tabulce 2-3 jsou opět shrnuty základní možnosti nastavení PPG kitu. Na obrázku 2-3 je toto zařízení vyfoceno.

Tab. 2-3 Možnosti nastavení PPG modulu

Notch filtr	Hornopropustný filtr	Dolnoproputný filtr
On	0,1Hz	1Hz
Off	0,3Hz	3Hz
	1Hz	10Hz

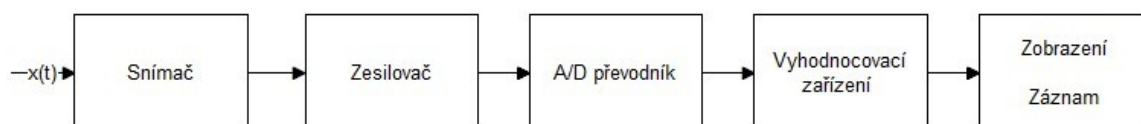


Obr. 2-3 Physiolab PPG modul

3 Zpracování biologických signálů

3.1 Měřicí řetězec

Měřicí přístroj je technický prostředek sloužící k převodu měřené veličiny na příslušnou indikaci. Měřicí přístroj může být jednoduchý a tvořit jeden konstrukční celek, ale může být i složitý a skládat se z více konstrukčních celků. V takovém případě hovoříme o měřicím zařízení. Měřicí přístroj, případně měřicí zařízení, představuje v podstatě řetězec bloků tzv. měřicí řetězec, ve kterém je měřená (vstupní) veličina transformována na veličinu výstupní. [8] Měřicí řetězec (obrázek 3-1) je soubor měřicích členů (jednotek) účelně uspořádaných tak, aby bylo možno co nejlépe získat požadovanou informaci o velikosti měřené fyzikální veličiny. Nejdůležitějším členem měřicího řetězce je senzor, jehož citlivá část je často v přímém styku s měřeným objektem a přijímá od něj energii. Tím také objekt zatěžuje, teoreticky tedy nelze dosáhnout měření bez chyby. Výstupní veličina čidla je zpravidla neelektrická, je dále zpracována v elektrickém měřicím obvodu na tvar a velikost požadovanou pro vyhodnocení. Výstupem z měřicího řetězce je buď analogový nebo číslicový signál. Unifikace analogových signálů je standardizována na hodnoty (0-10) V, (0 - 20) mA, a (4 - 20) mA. [9] Vyhodnocení může být realizováno mikrokontrolérem a zobrazeno na displeji. V dalších kapitolách budou rozvedeny ostatní bloky.

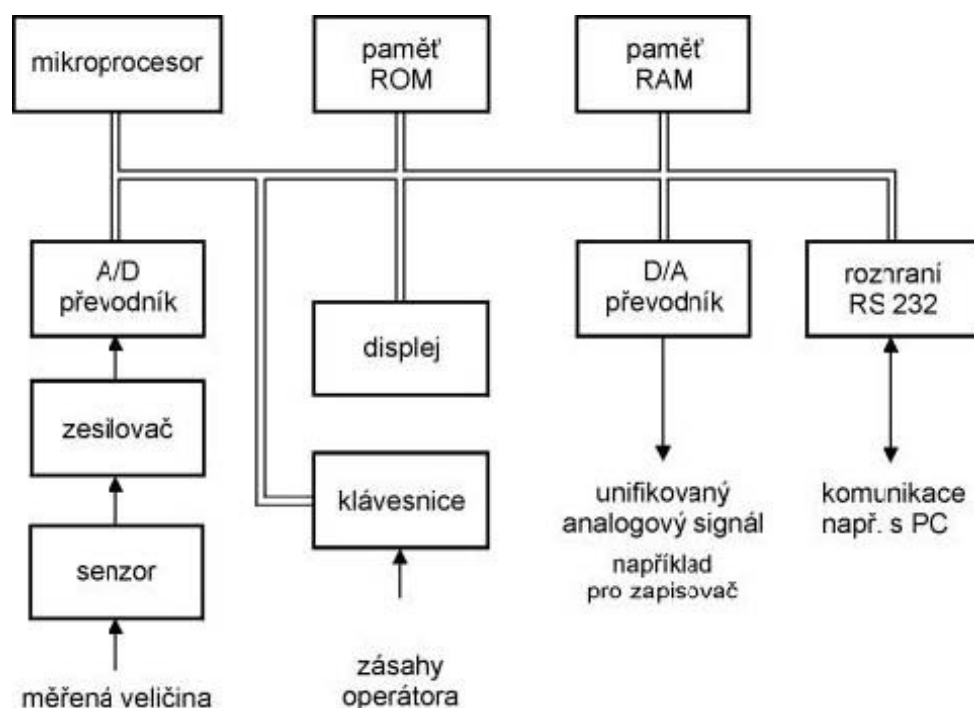


Obr. 3-1 Měřicí řetězec

3.2 Zpracování signálů mikrokontrolérem

U moderních měřicích přístrojů bývá často proces měření řízen mikrokontrolérem. Blokové schéma měřicího přístroje řízeného mikrokontrolérem je znázorněno na obrázku 3-2. Nejdůležitějším blokem je mikrokontrolér, což je programovatelný logický obvod komunikující s ostatními bloky prostřednictvím datové, řídicí a adresové sběrnice (ve schématu je sběrnice znázorněna dvojitou čarou). Paměť ROM (Read Only Memory) slouží pouze pro čtení a je v ní uložen mimo jiné základní program pro řízení procesu měření. Paměť RAM (Random Access Memory) umožňuje zápis i čtení dat, lze ji použít například k uložení naměřených dat, kalibračních konstant atd. Operátor komunikuje s přístrojem prostřednictvím klávesnice a displeje, popřípadě prostřednictvím dotykového displeje.

Digitálně-analogový převodník slouží k převodu digitálního signálu na analogový signál. Rozhraní RS 232 je elektronický obvod umožňující komunikaci přístroje s počítačem. [8]

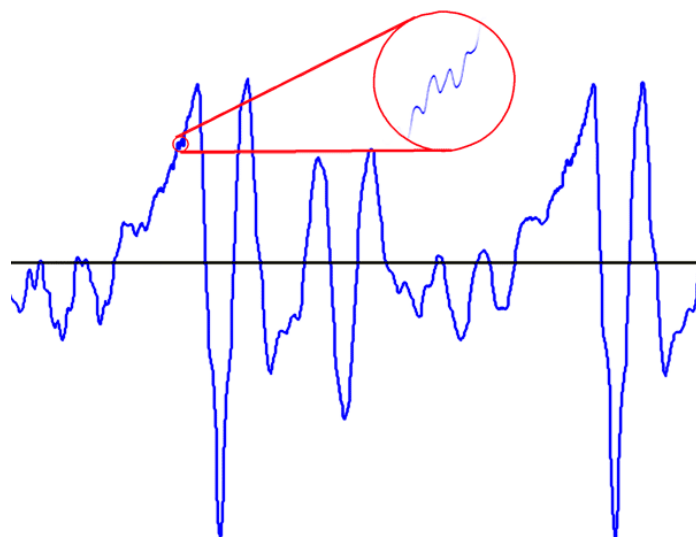


Obr. 3-2 Měřicí řetězec s mikrokontrolérem [8]

3.3 Digitalizace

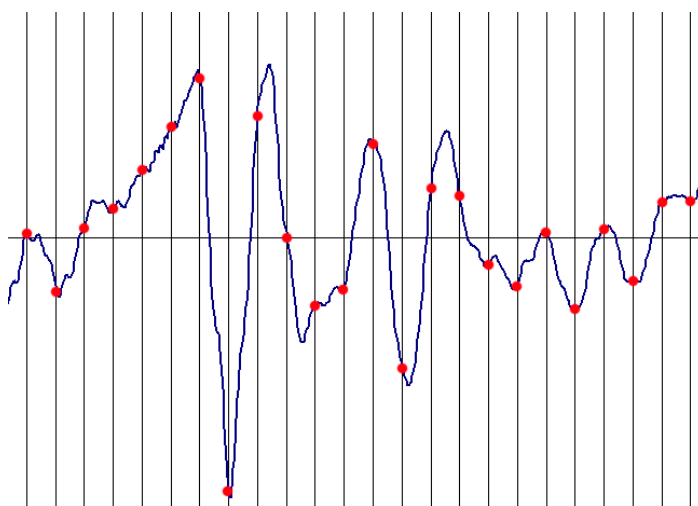
3.3.1 Vzorkování

Analogový signál je v podstatě nekonečně mnoho vzorků na libovolně krátkém úseku (obrázek 3-3). Současná technika není nekonečně rychlá a nemá nekonečně velké paměťové kapacity, proto musíme počet vzorků snížit na nezbytně nutné minimum, které lze zpracovat.



Obr. 3-3 Znáznornění analogového signálu s detailem [10]

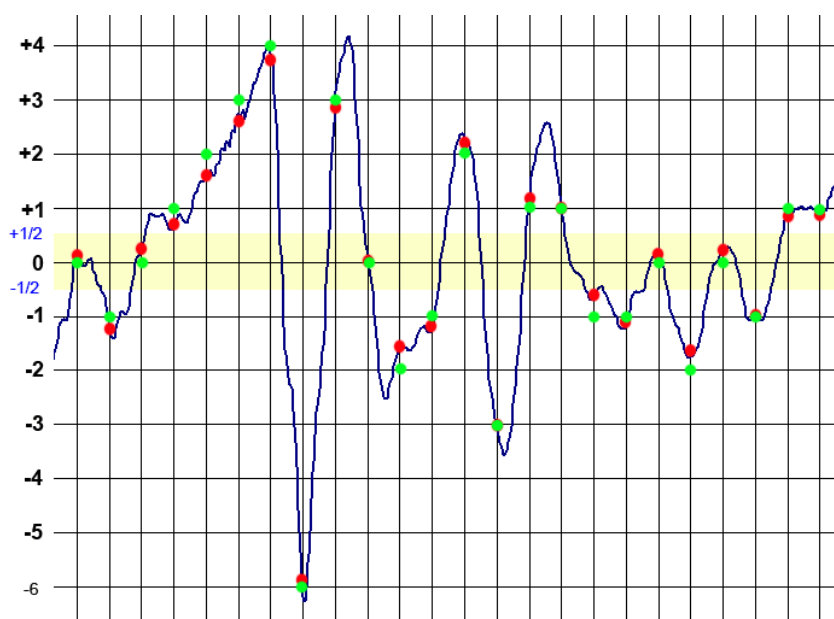
Vzorkování se provádí tak, že se v určitých časových intervalech (vzorkovací frekvence) snímá aktuální hodnota signálu (obrázek 3-4). Vzorkovací frekvence se musí vhodně zvolit, aby nedocházelo k velkým ztrátám informace, ke kterým dochází například při aliasingu. Aliasing je jev, kdy dochází k takovým ztrátám informace, že původní měřený signál je nenávratně zkreslen. Tento jev vzniká při nedodržení Shannonova teorému, který nám říká, že vzorkovací frekvence musí být minimálně 2x větší než nejvyšší frekvence analogového signálu. [10]



Obr. 3-4 Vzorkování analogového signálu [10]

3.3.2 Kvantování

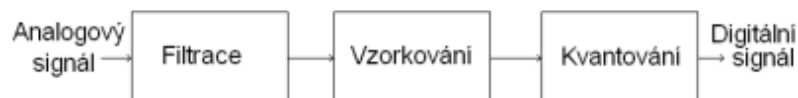
Digitální technika dokáže pracovat pouze s omezenou přesností, a proto je třeba navzorkované data kvantovat. V praxi mají AD převodníky omezenou rozlišovací schopnost, tzn., že při 10bitovém AD převodníku můžeme například 9V rozdělit na 1024 hodnot – krok je přibližně 8,79mV. Pokud by se vstupní napětí pohybovalo pouze po těchto krocích, bylo by vše v pořádku, u analogového signálu toto však neplatí a může se stát, že naměříme hodnotu 12mV. Logika AD převodníku nemá pro tuto hodnotu definovanou napěťovou úroveň, a proto musí rozhodnout, jestli toto napětí přiřadí na úroveň 8,79mV či další následující krok a to je 17,58mV. Pokud bychom chtěli rozlišovací schopnost navýšit, musíme použít více bitový AD převodník, který má více kvantizačních úrovní. [10]



Obr. 3-5 Kvantování vzorků signálu [10]

3.3.3 A/D převodníky

Digitalizace signálu se provádí A/D převodníky. Důvodem pro použití tohoto zařízení je fakt, že většina současných záznamových a zobrazovacích systémů využívá digitální techniky, která potřebuje vzorkovaná data. Navzorkovaná data se dají také jednoduše uchovávat a přenášet.



Obr. 3-6 Analogově digitální převodník [11]

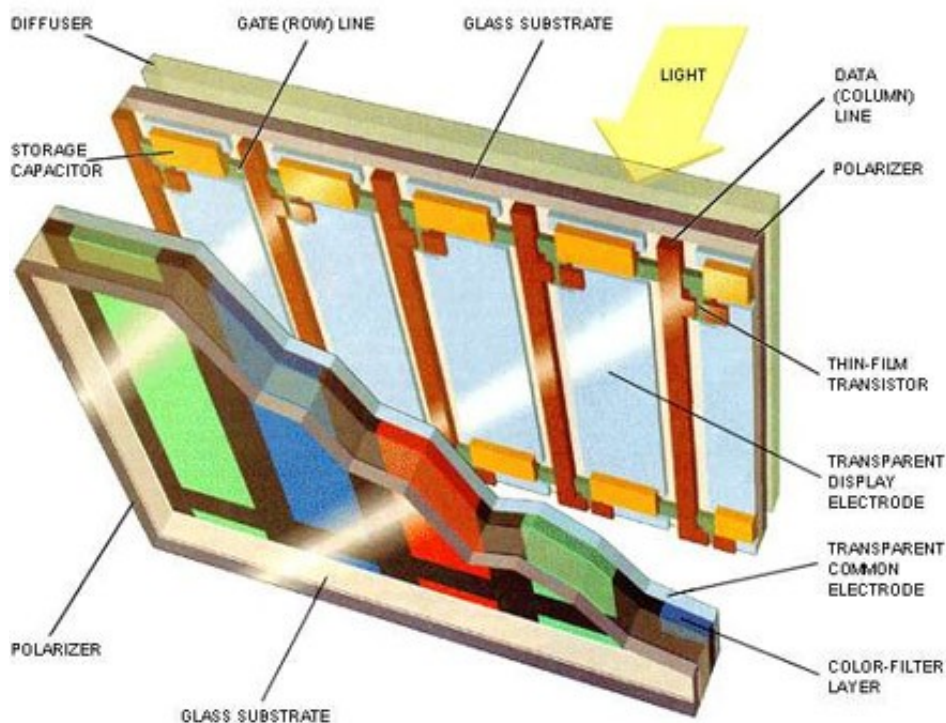
Rychlost vzorkování vyplývá z nejkratší doby převodu. Což je doba, která uplyne od okamžiku, kdy je na vstup převodníku přiveden signál, do doby, že na výstupu bude datové slovo. Čím je vyšší rozlišovací schopnost, tím je nižší rychlost převodu. Rozlišovací schopnost se rovná kvantizačnímu kroku Q . Dalším důležitým parametrem A/D převodníků je jejich typická rozlišovací schopnost. Základní typy A/D převodníků jsou uvedeny v tabulce 3-1. [11], [12]

Tab. 3-1 Parametry používaných A/D převodníků [11]

Typ	Rozlišení [bit]	Rychlost převodu [Hz]
Paralelní	6 - 10	$10^7 - 3 \times 10^9$
Aproximační	8 - 16	$3 \times 10^4 - 3 \times 10^6$
Integrační	10 - 27	$10^{-1} - 10^3$
Sigma - delta	16 - 24	$10^1 - 10^5$

4 LCD

Displej z tekutých krystalů je tenké ploché zobrazovací zařízení, skládajícího se z matice bodů seřazených do mřížky. Základním prvkem LCD displeje je pixel, který se skládá z molekul tekutých krystalů uložených mezi dvěma průhlednými elektrodami a dvěma polarizačními filtry, jejichž osy jsou na sebe kolmé. LCD jsou nejčastěji podsvětleny bílým světelným zdrojem, jelikož samy neemitují světelné záření. Polarizační filtry obsahují mikroskopické drážky, podle nichž se bez přiloženého elektrického pole stočí tekuté krystaly v úhlu 90° . V tomto stavu je procházející světelné záření stáčeno také o 90° a prochází oběma polarizačními filtry. Při přiložení elektrického pole se tekuté krystaly začnou stáčet podle tohoto pole a tím pádem vyrovnávat. Čím větší je intenzita elektrického pole, tím více jsou tekuté krystaly vyrovnány a tím méně se propouští světla. Touto metodou se reguluje jas jednotlivých pixelů LCD. Barevné displeje mají, na rozdíl od monochromatických displejů, každý pixel rozdělen do tří subpixelů rozdělených na část červenou, zelenou a modrou. Je to soustava barevných filtrů, které tvoří dané subpixely. Každý z těchto subpixelů je ovládán zvlášť, a proto je možno aditivně namíchat téměř jakýkoliv odstín barevného spektra.



Obr. 4-1 Stavba LCD, Light – poosvětlení, Diffuser – rozptylný panel, DATA – datový vodič (sloupcový), GATE – datový vodič (řádkový), Thin-film transistor – ovládací tranzistor, Storage

transistor – tranzistor pro dočasného uchování náboje Transparent display electrode – průhledná elektroda, color-filter layer – subpixely, Polarizer – polarizační mřížka

4.1 Rozdělení LCD

LCD displeje můžeme dělit:

- ♦ podle typu řídicí matice:
 - pasivní
 - aktivní
- ♦ podle způsobu podsvětlení:
 - reflektivní
 - transflektivní
 - transmisivní
- ♦ podle možností zobrazování:
 - numerické
 - alfanumerické
 - grafické
- ♦ podle druhu zobrazení displeje:
 - TN (Twisted Nematic)
 - STN (Super Twisted Nematic)
 - DSTN (Double Super Twisted Nematic)

4.1.1 Pasivní řídicí matice

Při tomto typu řízení LCD mají elektrody tvar sloupcových a řádkových elektrod, kdy je každý pixel aktivní právě tehdy, když leží v průsečíku elektrod, na které je přiloženo řídicí napětí. Takto lze ovládat najednou celý řádek nebo sloupec bodů. U této technologie je setrvačnost obrazu 180-350ms.

4.1.2 Aktivní řídicí matice

Zde je každý pixel ovládán vlastním aktivním prvkem (tranzistorem) a tím je zde zajištěno neovlivňování okolních pixelů při stupních šedi, kdy je třeba měnit řídicí napětí ve velkém rozsahu. (označení TFT)

4.1.3 Reflektivní podsvětlení LCD

Tento typ displeje nemá aktivní podsvícení, zviditelnění informace na LCD se provádí pomocí integrovaného difuzoru, kdy tato vrstva odráží světlo dopadající na přední stranu displeje. Z těchto faktů vyplývá, že je grafická informace na displeji viditelná pouze při vnějším osvětlení displeje.

4.1.4 Transflektní podsvětlení LCD

Tento způsob je kombinací reflektivní a transmisivní technologie podsvětlení. Světlo je možné dodat uměle fyzickým podsvětlením nebo využít vnějšího zdroje osvětlení.

4.1.5 Transmisivní podsvětlení LCD

Tento typ konstrukce nemá difuzor, tudíž vyžaduje použití podsvětlení.

4.1.6 Numerické LCD displeje

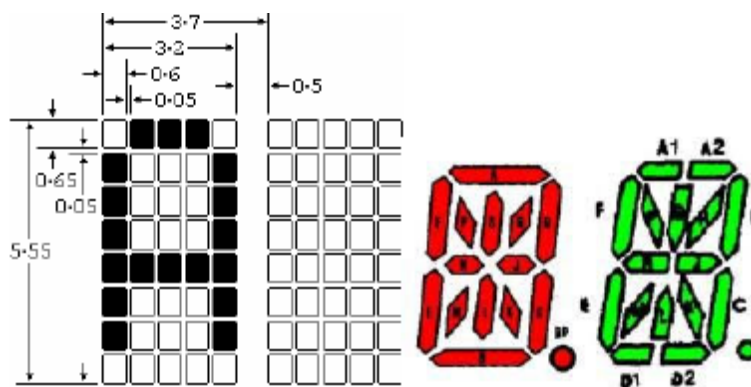
Tento typ LCD je nejstarším typem a dovoluje zobrazovat pouze číslice 0-9 a znaky A-F. Často mívají tyto displeje takzvanou půlmístnou číslici. Ta nám dovoluje zobrazit znaky +- a 1.



Obr. 4-2 Numerický LCD displej

4.1.7 Alfnumerické LCD displeje

U těchto typů LCD se nejčastěji používá matice 5x7 nebo 5x8 bodů. Na tomto typu displeje lze zobrazit písmena i číslice. Také se používají displeje 14-ti a 16-ti segmentové, které ovšem nemají takovou věrnost znaků oproti maticovému systému



Obr. 4-3 Alfanumerický LCD displej

4.1.8 Grafické LCD displeje

Tyto typy displejů umožňují zobrazit prakticky jakýkoliv grafický obrazec či znak. Grafické displeje jsou tvořeny maticí MxN bodů. Z maticového uspořádání a několikanásobně větších rozlišení než u maticových alfanumerických displejů vyplývá vysoká užitečnost grafických displejů v různých měřicích a graficky náročných aplikacích.



Obr. 4-4 Monochromatický grafický LCD displej

4.1.9 TN (Twisted Nematic)

U těchto typů LCD se krystaly natáčí od 0° do 90°

4.1.10 STN (Super Twisted Nematic)

U těchto typů LCD se tekuté krystaly natáčejí o více než 90°, přičemž se 3-4x zvyšuje kontrastní poměr, tudíž se zlepšuje čitelnost displeje

4.1.11 DSTN (Double Super Twisted Nematic)

Je to upravená STN technologie, kdy se na rozdíl od STN, eliminuje přidáním dvou buněk do světelné cesty, které otáčí světelnou osou v opačném směru

4.2 Řadič, kontrolér a kontrolér/řadič

Jsou to obvody, které zjednodušují ovládání LCD displejů.

4.2.1 Řadič

Existují dva druhy řadičů. Jeden určuje řádku nebo číslo vodorovné linky na displeji LCD a je nazýván „common“ (společný) řadič. Druhý řadič určuje pozici sloupce nebo znaku a je nazýván „segment“ (segmentový) řadič

4.2.2 Kontrolér

Tato část přijímá data zapsaná v ASCII z MCU a uchovává je v RAM. Tyto data se pak konvertují a přenášejí do řadiče displeje.

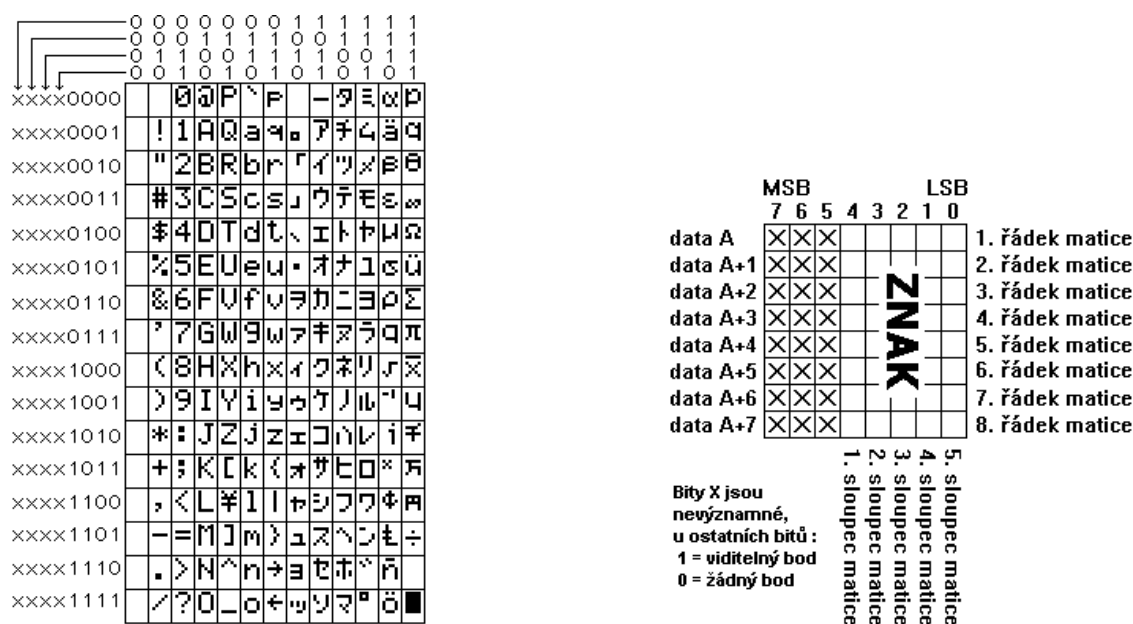
4.2.3 Řadič/kontrolér

Nejčastěji se používá u grafických LCD. V tomto případě MCU zasílá data tomuto obvodu, který je ukládá do RAM a zároveň MCU řídí oba řadiče (common i segment).

4.2.4 Řadič pro znakové LCD - HD44780

Tento řadič od společnosti HITACHI je neoficiálně považován za standart pro znakové LCD. Je určen pro displeje do 80 znaků, což znamená pro jedno- až dvou řádkové displeje s 8 až 40 znaky na řádek nebo čtyř řádkové displeje s maximálně 20 znaky na řádek.

Tento řadič je schopen zobrazovat znaky uložené ve vlastní ROM paměti (Obr. 4-5) a až 8 vlastních znaků (64 bajtů CG RAM). Každý bajt reprezentuje jeden řádek matice znaku. Tři nejvyšší bity z datového bajtu jsou nevýznamné a každý další bit určuje, zda se na daném řádku zobrazí daný bod či ne.



Obr. 4-5 slouží pro pochopení definování vlastních znaků. „A“ je základní adresa vlastního znaku v CG RAM, pro CG0=000h, CG1=008h až po CG7=038h. Tyto uživatelsky definované znaky jsou pak přístupné na pozicích 000h až 007h.

Tab. 4-1 Standardní vývody displeje s HD44780

Číslo vývodu	Označení	V/V	Význam
1	Vss	-	0V (napájení)
2	Vcc	-	+5V (napájení)
3	Vee	-	Nastavení kontrastu

4	RS	Vstup	0 = vstup je instrukce 1 = vstup jsou data
5	R/W	Vstup	0 = zápis dat do LCD 1 = čtení dat z LCD
6	E	Vstup	Aktivace displeje
7	DB0	V/V	Data, bit 0 (nejnižší)
8	DB1	V/V	Data, bit 1
9	DB2	V/V	Data, bit 2
10	DB3	V/V	Data, bit 3
11	DB4	V/V	Data, bit 4
12	DB5	V/V	Data, bit 5
13	DB6	V/V	Data, bit 6
14	DB7	V/V	Data, bit 7 (nejvyšší)
15 ^(**)		-	Napájení podsvětlení, anoda
16 ^(**)		-	Napájení podsvětlení, katoda

4.3 Řadiče barevných grafických LCD

Grafické displeje mohou být a často jsou ovládány několika řadiči, přičemž každý řadič ovládá danou část LCD. Tyto řadiče mají společný paralelní vstup pro data, a pomocí jejich nastavovacích vstupů se jednotlivé řadiče inhibují. Řadiče grafických LCD nemají znakovou sadu, proto musí být znaky a grafické prvky tvořeny externě. Toto má ovšem výhodu ve velké variabilitě fontů a jejich velikostí.

Hlavní rozdíl mezi řadiči pro monochromatické a barevné LCD je v předávání informace o barvě, kterou má daný bod zobrazit. Podle bitové hloubky musí mít řadič určitý počet vstupů pro každou ze základních barev RGB.

Dalším rozdílem bývá způsob komunikace řadiče s MCU (Microcontroller Unit – mikrokontrolérová jednotka). Komunikace může být paralelní, pomocí SPI (sériové periferní rozhraní) nebo také I2C.

Komunikace mezi řadičem a MCU se tedy liší podle použité technologie přenosu dat. Z hlediska jednoduchosti zapojení jsou nejvýhodnější metody komunikace přes SPI či I2C, kdy nám ke komunikaci stačí 2-3 vodiče, jsou ovšem pomalejší než paralelní přenos dat. Pro paralelní přenos dat je potřeba podstatně více vodičů jak datových tak řídicích, avšak přenos dat je oproti sériové komunikaci rychlejší.

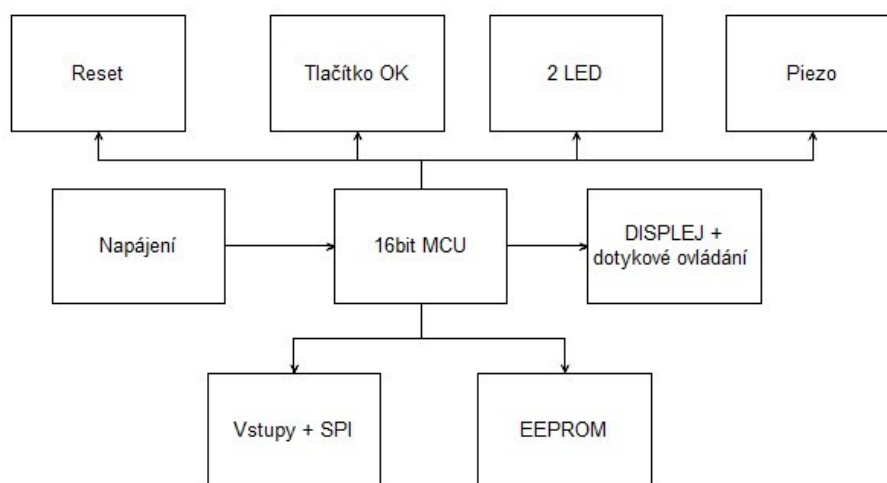
Základními vstupy/výstupy řadiče bývají při paralelním přenosu:

RS	volba 0/1 – instrukce/data, tzn. jaká informace je řadiči zasílána přes datové vodiče
R/W	volba 0/1 – zápisem do řadiče nebo čtením aktuálních hodnot
E (/CS)	volba 0/1 – nepovolení/povolení zápisu
RESET (RST)	volba 0/1 – resetování LCD
D0-Dn	datové vstupy/výstupy
	n - je bitová hloubka řadiče, podle níž se odvíjí počet datových vstupů

Každý řadič má svou rutinu ovládání, uvedenou v jeho datasheetu, která se musí při ovládání řadiče LCD respektovat. Tato ovládací rutina obsahuje všechny ovládací příkazy, které vycházejí z hodnot zaslaných na ovládací a datové vstupy z MCU. Pro příklad je zde uvedena ovládací rutina jednočipového 16bitového řadiče ILI9320.

5 Návrh a realizace hardware

Zařízení jsem navrhnul tak, aby bylo kompaktní, variabilní pro různé hodnoty vstupních signálů a bateriově napájené. Základem zařízení je mikrokontrolér firmy Microchip PIC24FJ256GA108 společně s grafickým displejem a dotykovým ovládáním. Zařízení je sestaveno pro vstupní signály do 3,3V, a toto napětí lze navýšit připojením externích děličových modulů. Zařízení je schopno rozeznat 3 typy připojených děličových modulů a to pro vstupy napětí: 3,3V, 5V a 9V.



Obr. 5-1 Blokové schéma zobrazovací univerzálního hardware

5.1 Výběr mikrokontroléru a LCD

Srdcem univerzálního hardware jsem zvolil mikrokontrolér PIC24FJ256GA108 pro univerzální použití firmy Microchip. Tento mikrokontrolér má integrovány všechny potřebné funkce, jako jsou A/D převodníky, hodiny reálného času, sériové periferní rozhraní (SPI) a děle pro šetření baterie funkci „sleep“. Dále je dostatečně rychlý pro zpracování potřebných dat v reálném čase.

Displej byl zvolen grafický s řadičem ILI 9320, pro nějž jsem měl ovládací knihovny, které jsem využil v programu pro mikrokontrolér. Tento displej je plně grafický, s dotykovým ovládáním což je výhoda pro komfortnost ovládání a s rozlišením 320x240 pixelů, které pro tuto aplikaci dostačuje.

Následující tabulky ukazují pár základních parametrů těchto zvolených součástí. Veškeré ostatní parametry jsou k dispozici v datasheetech na CD.

Tab. 5-1 Základní parametry mikrokontroléru využitého pro univerzální hardware:

Interní 2,5V napěťová reference	
Sleep mode s rychlým probuzením	
běh standartně	1mA/ MIPS, 2V
standby režim (s 32 kHz oscilátorem)	2,6uA, 2V
architektura	modifikovaná Harvard
interní oscilátor	8MHz
až 16MIPS operací na 32 Hz	
až 16 10-bit A/D převodníků na 500 ksps	(i ve sleep - módu)
tři 3 – 4 drátové SPI moduly s 8-úrovňovým FIFO bufferem	
Hodiny reálného času (hodiny, kalendář)	

Tab. 5-2 Základní parametry displeje využitého pro univerzální hardware:

diagonála	2,83''
rozlišení	240xRGBx320 bodů
barvy	262k
typ	transmisivní (TFT)
zorný úhel	90°
řídící IC	ILI9320
datová sběrnice	16 bit
logické napětí	2,8V

5.2 Vstupy a výstupy

Univerzální hardware má vyveden celkově 8 vstupů: 2 datové vstupy, 2 vstupy kontroly připojení EKG a PLETYSMO modulu, 1 vstup pro kontrolu typu děličového modulu. Na vstupním komunikačním konektoru je také vyvedeno referenční napětí 3,3V, které lze použít pro referenci a případné napájení externích modulů, s **maximálním odběrem 50mA**. Na konektoru jsou vyvedeny 3 SPI (sériové periferní rozhraní) pro budoucí potřeby.



Obr. 5-2 Pohled na univerzální hardware a jeho konektory

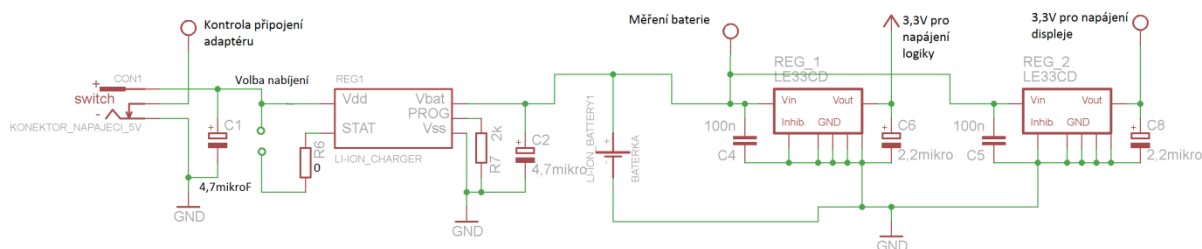
Tab. 5-1 Přehled zapojení pinů komunikačního a napájecího konektoru

1	Datový vstup EKG modulu
3	Vstup kontroly připojení EKG modulu (pokud je tento vstup uzemněn na GND tak jednotka hlásí připojení modulu)
5	Datový vstup Pletysmo modulu
7	Vstup kontroly připojení Pletysmo modulu (pokud je tento vstup uzemněn na GND tak jednotka hlásí připojení modulu)
9	Nezapojený datový vstup
11	Nezapojený datový vstup

13	Nezapojený datový vstup
2,4,6,8,10,12,14	GND
18,20,22	SPI rozhraní
17	Vstup pro kontrolu typu děličového modulu
19	Výstup 3,3V pro napájení a referenci
Napájecí konektor – kolík	Vstup +5V/min.500mA
Napájecí konektor – vnější kontakt	GND

5.3 Napájení

Napájení univerzálního hardware je řešeno pomocí akumulátoru, nabíjecího a stabilizačního obvodu. Akumulátor je typu Li-Ion firmy Sanyo s kapacitou 2300mAh s nominálním napětím 3,7V. Jako nabíjecí obvod je použit MCP73812 firmy Microchip. Tento obvod je konstruován pro malé zařízení z hlediska rozměrů, jelikož potřebuje pouze minimum externích součástek (2 kondenzátory, rezistor). Rezistorem R7 se volí nabíjecí proud, a vyvedenou zkratovací propojkou se zapíná nabíjený plným proudem tj. 500mA. Pro stabilizaci výstupního napětí baterie je použito dvou nízkoúbytkových stabilizátorů LE33CD každý s max. proudem 100mA. Jeden stabilizátor je použit pro napájení logiky a případného externího modulu. Druhý stabilizátor je určen pro napájení podsvícení displeje. Pro externí napájení lze použít jakýkoliv 5V adaptér s minimálním výstupním proudem 500mA.



Obr. 5-3 Schéma napájení

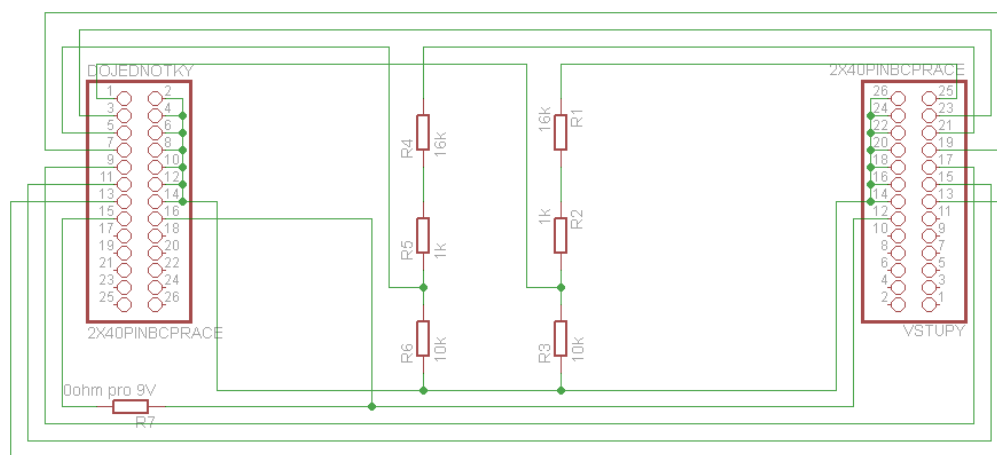
5.4 Periferie (ovládání tlačítka, LED, piezo)

Mezi periferie univerzálního hardware patří externí tlačítko sloužící pro zapínání hardware (na desce plošných spojů), dále zde jsou dvě informační LED, zobrazující zdroj napájení hardware. Pro zvukovou odezvu zařízení obsahuje piezoměnič, který je programově nastaven tak, aby indikoval dotyk na displeji a vypnutí.

5.5 Děličový modul

Děličový modul slouží ke zvýšení vstupního napětí, které můžeme přiložit na vstupy univerzálního hardware. Připojuje se do datového konektoru na univerzálním hardware. Na obrázku 5-4 je ukázka děliče navrženého pro vstupní napětí 9V. Tento dělič nám vstupní napětí snižuje na 3,3V, které je schopný univerzální hardware zpracovat.

Rezistor R7 ze schématu slouží pro zjištění typu měřicího modulu. Možnosti na výběr jsou: 3,3V, 5V a 9V.



Obr. 5-4 Schéma modulového děliče

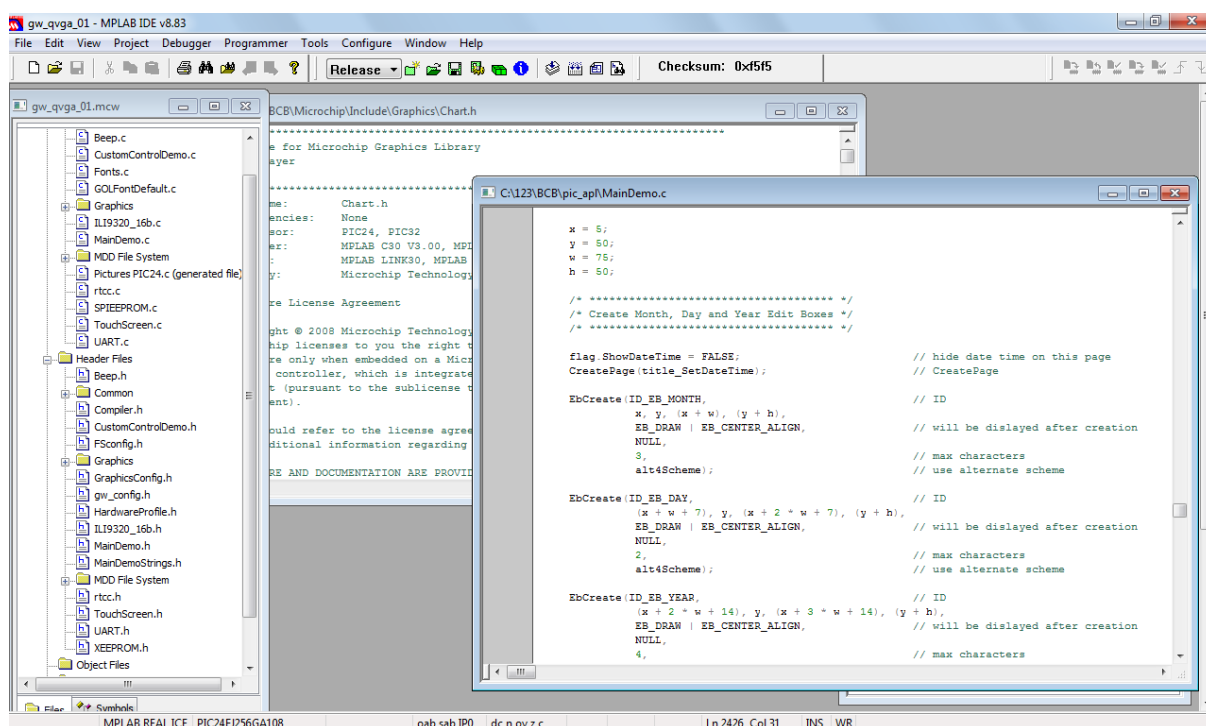
5.6 Realizace

Základní komunikační zapojení mezi displejem a mikrokontrolérem jsem zapojoval dle datasheetů displeje a mikrokontroléru. Ostatní části jsem zapojil dle jejich datasheetů, dostupných schémat a zároveň podle svých elektrotechnických znalostí. Desku plošných spojů jsem navrhoval v programu EAGLE verze 6.1.0. Zařízení je navrženo na oboustranné desce spojů a pomocí SMD součástek kvůli úspoře místa. Celkové schéma je uvedeno v příloze č.1. Po mechanické stránce jsem desku plošných spojů umístil do krabičky společnosti OKW s označením SOFT CASE L (A9052107) a mezidílem s označením A9152017. Mezidíl byl použit z důvodu navýšení prostoru pro akumulátor, jelikož samotná krabička není dostatečně vysoká. Deska plošných spojů je uchycena pomocí 4 distančních sloupků přilepených v krabičce. Konektory pro napájení a vstupní konektor jsou přilepeny ve vyřezaném otvoru v krabičce a zároveň nejsou připojeny k desce plošných spojů napevno, ať se dá deska z krabičky jednoduše vymontovat pro případné úpravy. Displej je uchycen na desce plošných spojů pomocí oboustranné samolepící pásky, která je zároveň pružná a tudíž přitlačuje displej ke krabičce. Realizace zařízení byla provedena v domácích podmínkách.

6 Softwarové řešení

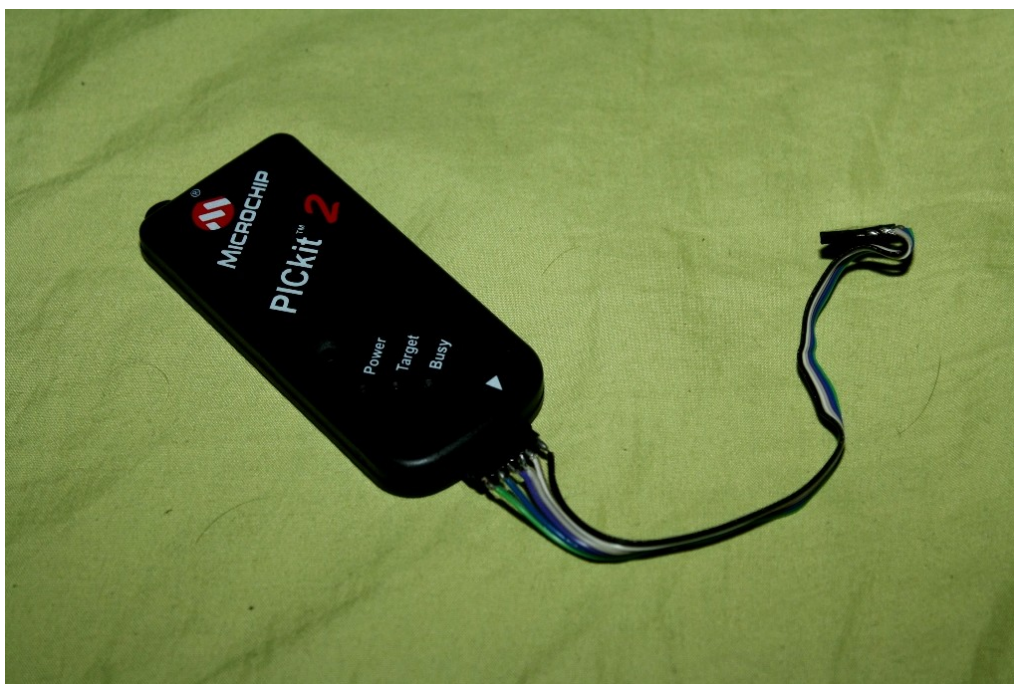
6.1 Specifikace programátoru

Pro naprogramování mikrokontroléru jsem využil programovacího prostředí MPLAB IDE firmy Microchip z důvodu kompatibilitnosti grafických knihoven a náročnosti programu. V tomto software jsem využil zásuvných modulů Graphic Designer pro tvorbu jednotlivých obrazovek. Provázání obrazovek dále probíhalo v samotném programu univerzálního hardware. Řídicí software je naprogramován v jazyce C. Program MPLAB IDE také spolupracuje s programátory firmy Microchip, a proto nebylo třeba program převádět do HEX podoby a zapisovat přes externí software.



Obr. 6-1 Programovací prostředí MPLAB IDE

Pro zápis do univerzálního hardware byl použit programátor PICKit 2 také firmy Microchip plně kompatibilní s prostředím MPLAB IDE. Jedná se o přenosný programátor komunikující přes USB konektor a přes rozhraní ICSP (In-Circuit Serial Programming – vnitřně obvodové sériové programování) s programovaným mikrokontrolérem.



Obr. 6-2 Programátor PICKit 2

6.2 Uživatelské rozhraní

Pro snadné ovládání univerzálního hardware bylo vytvořeno jednoduché GUI optimalizované pro dotykový displej. Po zapnutí přístroje tlačítkem „OK“ se zobrazí základní obrazovka s logem BME.



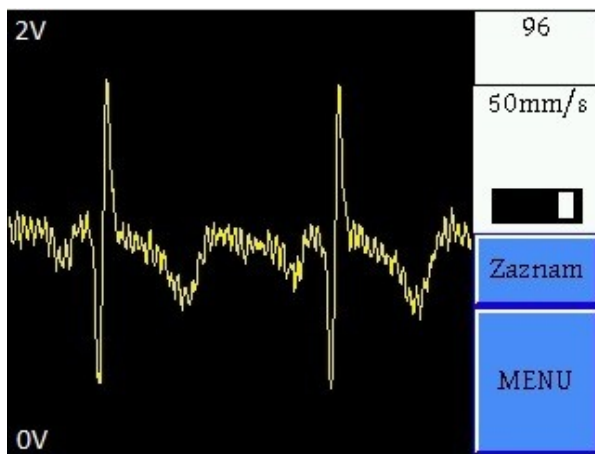
Obr. 6-3 Úvodní logo univerzálního hardware

Po zobrazení úvodního loga systém pokračuje na základní menu tvořené výběrem měření, přehrávání uloženého záznamu či nastavení hardware.



Obr. 6-4 Menu přístroje

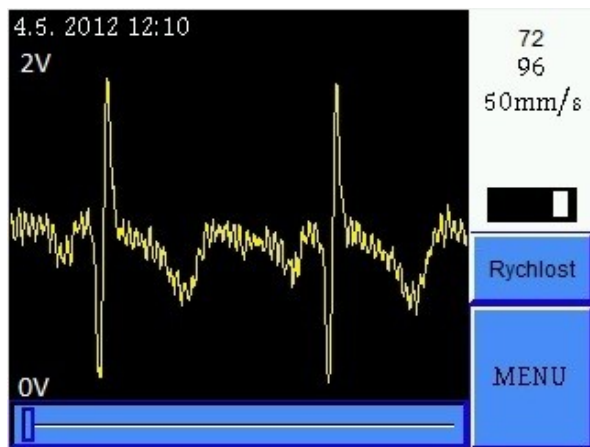
Pokud zvolíme možnost měření tak systém automaticky rozpozná, které moduly (EKG, Pletysmo) jsou připojeny a podle toho začne do grafu načítat data ze všech aktuálně připojených modulů. V této části máme k dispozici na ovládání dvě tlačítka a to MENU pro návrat do základního menu a tlačítko záznam, po jehož stisku se začnou data ukládat do vnitřní paměti FLASH, opětovným stiskem tlačítka Záznam se ukončí ukládání dat a uloží se k nim aktuální datum a čas. Z informačních částí zde můžeme vidět na grafu jeho napěťový rozsah, vpravo nahoře aktuální tep a pod ním aktuální zvolenou časovou základnu.



Obr. 6-5 Obrazovka měření signálů (zde pouze EKG)

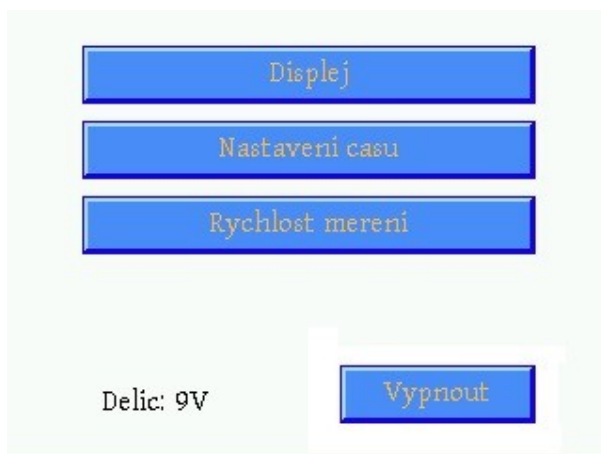
Pokud v menu zvolíme položku „Přehrávání“ tak nás systém přesměruje na obrazovku uvedenou na obrázku 6-6. V tomto módu vidíme vybranou část grafu načítanou z interní paměti FLASH. Posuvníkem ve spodní části displeje volíme část dat z paměti, která se má načíst. Vzhledem k tomu, že univerzální hardware má RTC (hodiny reálného času) a při záznamu bylo k datům uloženo i

kalendářní datum a čas, tak se tento údaj zobrazí v horní části displeje. V pravé horní části máme zobrazený nejdříve vypočtený tep z celého záznamu a pod ním je hodnota tepu z aktuální obrazovky. Tlačítko „Rychlost“ slouží pro změnu časové základny zobrazeného záznamu.



Obr. 6-6 Obrazovka přehrávání signálů (zde pouze EKG)

Nastavení univerzálního hardware obsahuje nastavení pro displej, nastavení data a času a volba rychlosti měření (volba časové základny) pro režim Měření. Po stisku tlačítka „Displej“ dostaneme na výběr volbu času zapnutého podsvícení displeje v intervalech 10s, 30s, 60s, 120s a trvalé podsvětlení, tyto možnosti jsou nastavit zvlášť pro napájení z akumulátoru a zvlášť pro napájení z adaptéru. V podnabídce „Nastavení casu“ lze nastavit datum a čas. Tlačítko „Rychlost merení“ nabídne na výběr volbu časové základny z 25 či 50mm/s. V levé spodní části nás hardware informuje o připojeném děličovém modulu a jeho maximálním vstupnímu napětí. V pravém spodním rohu je tlačítko „Vypnout“ po jehož stisku se mikrokontrolér uvede do stavu spánku.



Obr. 6-7 Obrazovka MENU

7 Zhodnocení výsledků

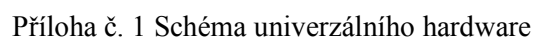
Cílem této práce bylo vytvořit zařízení schopno v reálném čase zobrazovat na barevném displeji aktuální křivku EKG a pletysma, umět vypočítat aktuální hodnotu tepu a křivky zaznamenat pro pozdější prohlížení. V první fázi vývoje jsem se zabýval volbou optimálního hardware pro tuto aplikaci. Pro tyto účely byly vybírány součástky s co nejmenší vlastní spotřebou, aby bylo zařízení schopno dlouho fungovat bez připojeného externího napájení. Mikrokontrolér byl zvolen PIC24FJ256GA108 společnosti Microchip, kvůli jeho univerzálnímu uplatnění, zabudovaným potřebným periferiím a jeho nízkopříkonovým chodem. Ve druhé části jsem se věnoval softwarovému řešení, kdy jsem používal pro programování výhradně prostředky společnosti Microchip kvůli kompatibilitě všech komponent potřebných pro zápis programu do univerzálního hardware. Výsledný hardware umožňuje zobrazování a zaznamenávání biologických signálů z modulů Physiolab EKG a Physiolab PPG. Pro možnost připojení jiných modulů s jinými parametry výstupního signálu jsem vytvořil děličový modul, který se připojuje do komunikačního konektoru univerzálního hardware. Do tohoto děličového modulu se připojují jiné EKG a Pletysmo moduly. Zařízení je schopno automaticky rozeznat 3 typy těchto modulů a to pro vstupní napětí 3,3V, 5V a 9V.

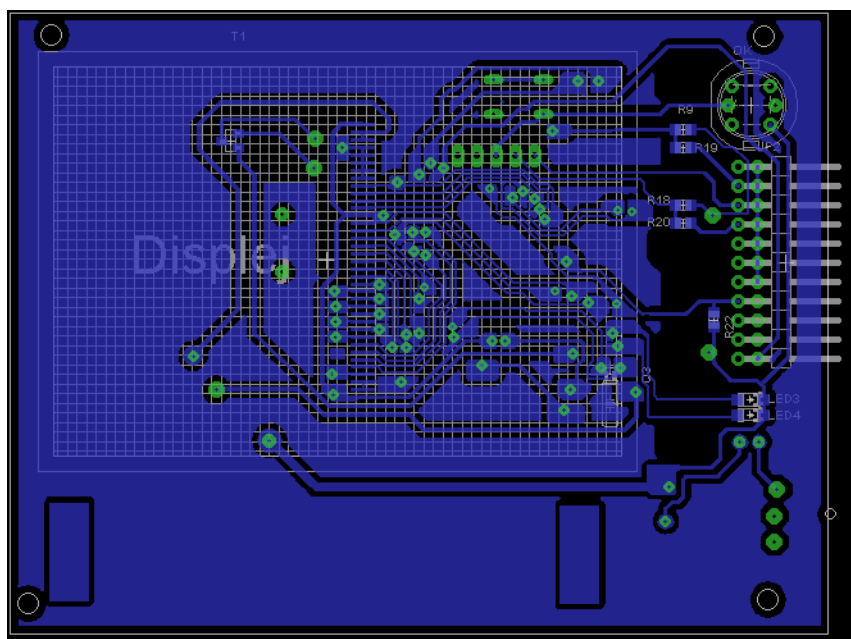
Pro budoucí vývoj je možno využít nezapojených vstupů, dále je zde možnost využít rozhraní SPI pro připojování externích paměťových modulů či pro komunikaci s jinými zařízeními. Zařízení lze po úpravě použít pro zobrazování jakéhokoliv signálu, tudíž není omezeno pouze na využití při zobrazování EKG a pletysmo signálů.

8 Použité zdroje:

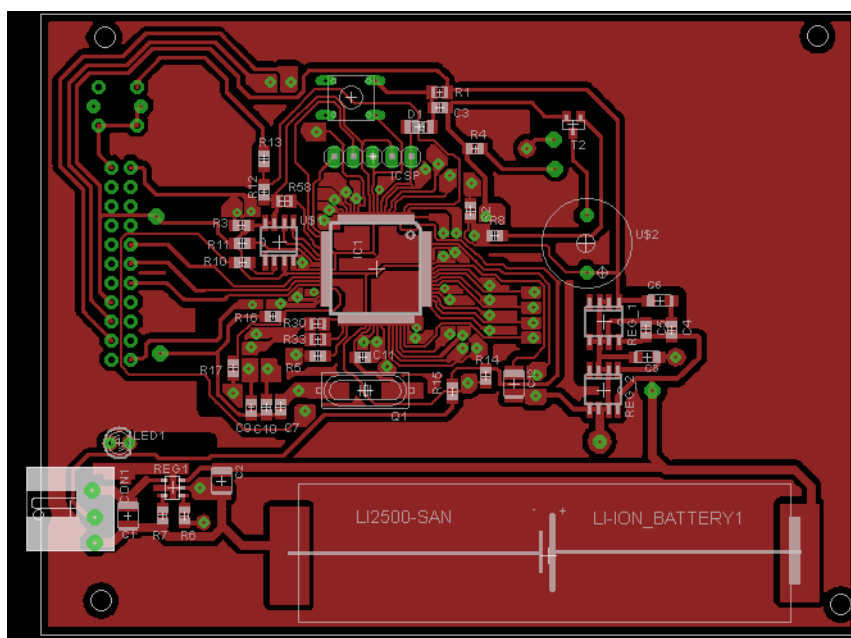
- [1] KAŠÍK, V. Učební text DISPLEJE.PDF ...
- [2] MOHYLOVÁ, J. – KRAJČA, V. Zpracování biologických signálů. [CDROM] 1.vyd. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1491-9
- [3] LCD: odborný CDROM o inteligentních LCD displejích. [CDROM]. Praha: HW server, 2000
- [4] PENHAKER, M. – IMRAMOVSKÝ, M. – TIEFENBACH, P. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. 1.vyd. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. 320s. ISBN 80-248-0751-3.
- [5] Displej z tekutých krystalů [online], cs.wikipedia.org, poslední revize 25. 4. 2012
Dostupné z WWW:
<http://cs.wikipedia.org/wiki/Displej_z_tekut%C3%BDch_krystal%C5%AF>
- [6] Přehled standardních vývodů displeje s HD44780 [online].[cit. 2011-01-29]
Dostupné z WWW: <<http://hw.cz/novinky/art2727-ovladani-znakovych-lcd-s-radice-hd44780.html>>
- [7] Datasheet pro řadič ILI9320, ILI TECHNOLOGY CORP.
- [8] Dostupné z WWW: < <http://jakon.ic.cz/hm/ridici/RST455-py2.htm>>. [cit. 2012-03-29]
- [9] Dostupné z WWW: <http://147.229.68.118/~adamek/uceb/DATA/s_1_1.htm>. [cit. 2012-03-29]
- [10] [http:// cs.wikipedia.org](http://cs.wikipedia.org) [online]. [cit. 2011-02-04]. Dostupné z WWW:
<http://cs.wikipedia.org/wiki/A/D_p%C5%99evodn%C3%ADk>
- [11] <http://home.zcu.cz> [online]. [cit. 2011-01-04].
<http://home.zcu.cz/~msadilek/TCHP1/Materi%C3%A1ly/100855881-20a.pdf>. Dostupné z WWW: <<http://home.zcu.cz/~msadilek/TCHP1/Materi%C3%A1ly/100855881-20a.pdf>>.
- [12] ROMÁNEK, Jakub. Zpracování Biosignálu na PC [online]. Brno : Vysoké učení technické v Brně, 2010. 52 s. Semestrální práce. Vysoké učení technické v Brně. Dostupné z WWW:
<http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=29997>.

9 Přílohy





Příloha č. 3 – Deska plošných spojů „bottom“, osazovací schéma – univerzální hardware

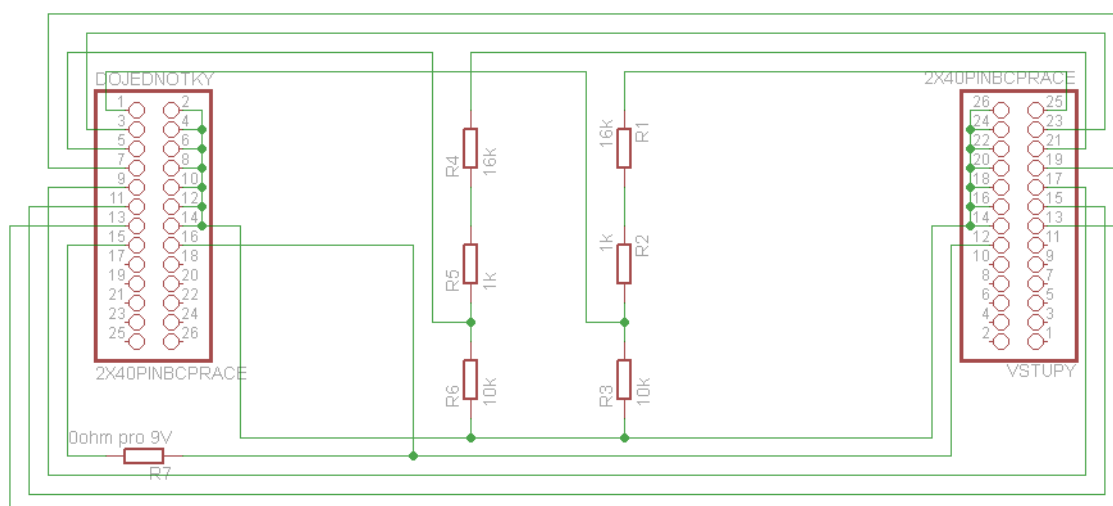


Příloha č. 4 – Deska plošných spojů „top“, osazovací schéma – univerzální hardware

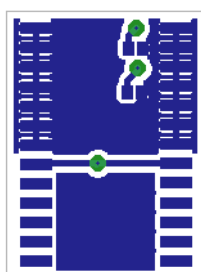
Příloha č. 4 - seznam součástek pro univerzální hardware:

Označení	Hodnota	Package
C1	4,7mikro	SMC_B
C2	4,7mikro	SMC_B
C3	100n	C0805
C4	100n	C0805
C5	100n	C0805
C6	2,2mikro	SMC_A
C7	15p	C0805
C8	2,2mikro	SMC_A
C9	12p	C0805
C10	12p	C0805
C11	15p	C0805
C12	10mikro	SMC_B
CON1	KONEKTOR_NAPAJECI_5V	KONEKTOR_NAPAJECI
D1	BAS85	SOD80C
D_1	DISPLEJ-QVGA	DISPLAY240XRGBX320
IC1	PIC24FJ256GB18	TQFP80-12X12
ICSP	Program.	1X05
JP2	Vstupy	2X11/90
1.01	modra 3mm	LED3MM
1.03	GREEN	CHIPLELED_1206
1.04	RED	CHIPLELED_1206
LI-ION_B	ATTERY1 BATERKA	BATERKA
OK	LED	DT6
Q1	Q 8MHZ SMD HC-49S	HC49UP
Q3	32.768kHz	TC26H
R1	10k	M0805
R2	270k	R0805
R3	270k	R0805
R4	1	R0805
R5	6,8k	R0805
R6	470	R0805
R7	2k	R0805
R8	20k	R0805
R9	10k	R0805
R10	150	R0805
R11	10k	R0805
R12	10k	R0805

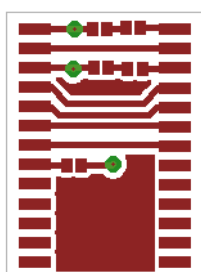
R13	1k	R0805
R14	10k	R0805
R15	1k	R0805
R16	18k	R0805
R17	15k	R0805
R18	10k	R0805
R19	1k	R0805
R20	1k	R0805
R22	10k	R0805
R30	560	M0805
R33	620	M0805
R58	10	M0805
REG1	MCP73812	SOT23-5
REG_1	LE33CD	SO08
REG_2	LE33CD	SO08
SWITCH1	SWITCH_RESET	SWITCH_RESET
T1	TSN2302CX	SOT23-BEC
T2	BC817	SOT23-BEC
U\$1	25LC256-I/SO	SO08
U\$2	KSX1205C	KSX1205C



Příloha č. 5 – Schéma děličového modulu pro 9V



Příloha č. 6 – Deska plošných spojů „bottom“ – děličový modul 9V



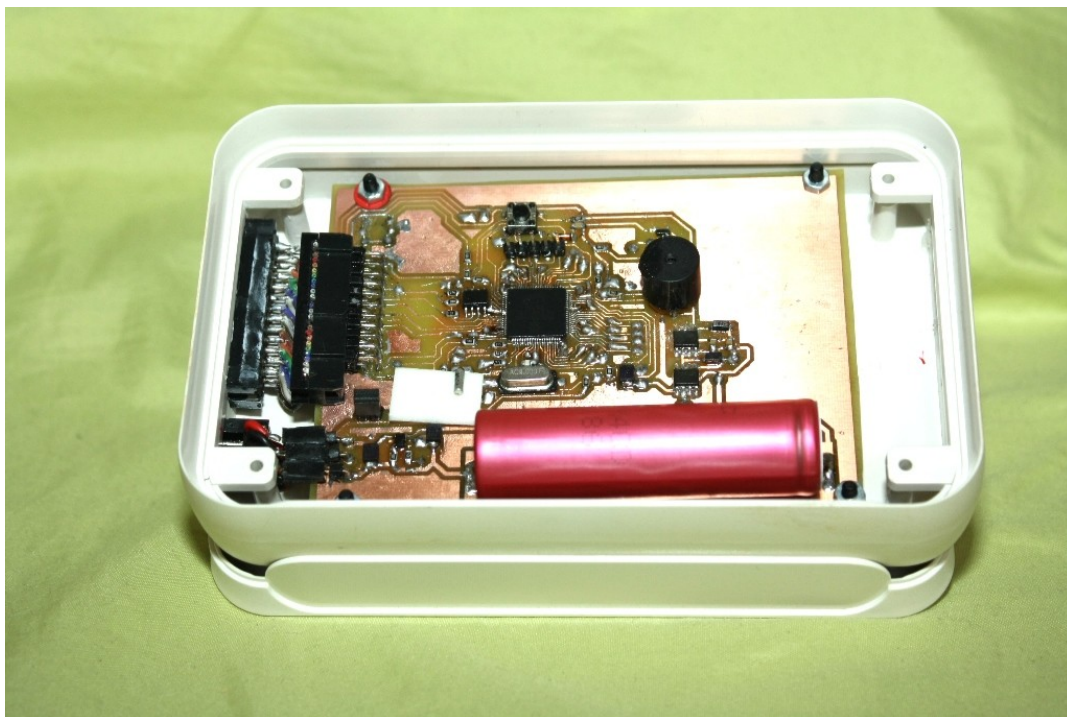
Příloha č. 7 – Deska plošných spojů „top“ – děličový modul 9V

Příloha č. 8 - seznam součástek pro univerzální hardware:

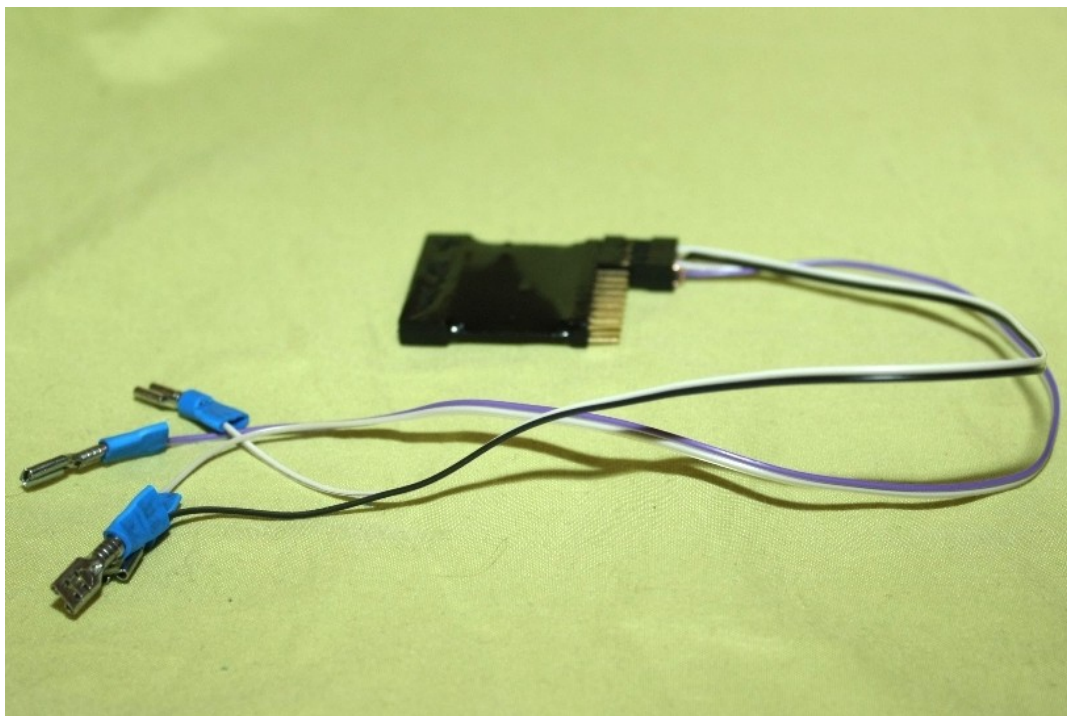
Označení	Hodnota	Knihovna
DOJEDNOTKY	2X40PINBCPRACE	pinhead
R1	16k	rcl
R2	1k	rcl
R3	10k	rcl
R4	16k	rcl
R5	1k	rcl
R6	10k	rcl
R7	0ohm pro 9V	rcl
VSTUPY	2X40PINBCPRACE	pinhead



Příloha č. 9 – Pohled na univerzální hardware z boku, na zadní stěně opěrná nožička



Příloha č. 10 – Pohled na osazenou desku plošných spojů



Příloha č. 11 – Děličový modul pro 9V s přípojnými vodiči